

The state-of-the-art technologies for medical dental practice

Nowoczesne technologie wykorzystywane w praktyce stomatologicznej

Łukasz Sańpruch¹, Rafał Wiench², Magdalena Marków³,
Monika Urbaniak⁴, Maciej Misiołek³

¹ Platinum Group S.C., Kielce, Polska
Platinum Group S.C., Kielce, Poland
Head: lek. dent. Ł. Sańpruch

² Zakład Chorób Przyzębia i Błony Śluzowej Jamy Ustnej w Zabrze, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach, Polska
Department of Periodontal and Oral Mucosa Diseases in Zabrze, Medical University of Silesia in Katowice, Poland
Head: dr hab. D. Skaba

³ Katedra i Oddział Kliniczny Otorinolaryngologii i Onkologii Laryngologicznej w Zabrze, Śląski Uniwersytet Medyczny w Katowicach, Polska
Department of Otorhinolaryngology and Laryngological Oncology in Zabrze, Medical University of Silesia in Katowice, Poland
Head: prof. M. Misiołek

⁴ Dental Clinic, Kalisz, Polska
Dental Clinic, Kalisz, Poland
Head: lek. dent. M. Urbaniak

Abstract

Roentgen-diagnostics holds one of the major positions in dental diagnostic procedures. Recent years have seen booming development of such techniques, basically due to improving computer software. This has been true for both digital radiography and some novel solutions. Cone tomography, or the volume one, both refer to the same diagnostic technique. The notion of "volume tomography" after the original English name of Digital Volume Tomography (DVT), has now been commonly adopted in Poland although it seems more accurate to use the name of "cone tomography" referring to Cone Beam Computed Tomography (CBCT). Used for X-ray visualisation of hard tissues in the craniofacial area, it denotes procedures applying a specific unit – volume CT scanner – or 3-D pantomography.

Streszczenie

W diagnostyce stomatologicznej jedno z głównych miejsc zajmuje rentgenodiagnostyka. W ostatnich latach obserwuje się jej gwałtowny rozwój, głównie dzięki coraz doskonalszemu oprogramowaniu komputerowemu. Dotyczy on zarówno systemów radiografii cyfrowej, jak i nowych technik. Tomografia stożkowa, wolumetryczna czy objętościowa to synonimy tej samej techniki diagnostycznej. W naszym kraju zadomowiła się już nazwa „tomografia wolumetryczna” jako rozwinięcie angielskiej nazwy Digital Volume Tomography (DVT), chociaż poprawniejszy jest termin „tomografia stożkowa” Cone Beam Computed Tomography (CBCT). Służy ona do obrazowania rentgenowskiego tkanek twardych obszaru czaszki twarzowej i odnosi się do badania wykonanego na specjalnym urządzeniu – tomografie wolumetrycznym – lub pantomografie z funkcją 3D.

KEYWORDS:

computer-aided design/computer-aided manufacturing (CAD/CAM), cone beam computed tomography, digital radiography, 3D printing, allogeneic bone blocks

HASŁA INDEKSOWE:

technologia CAD/CAM, tomografia komputerowa z promieniem stożkowym, radiografia cyfrowa, druk 3D, allogenne bloczki kostne

Roentgen-diagnostics holds one of the major positions in dental diagnostic procedures. Recent years have seen booming development of such techniques, basically due to improving computer software. This has been true for both digital radiography and some novel solutions.

Cone tomography, or the volume one, both refer to the same diagnostic technique. The notion of "volume tomography" after the original English name of *Digital Volume Tomography* (DVT), has now been commonly adopted in Poland although it seems more accurate to use the name of "cone tomography" referring to *Cone Beam Computed Tomography* (CBCT).¹ Used for X-ray visualisation of hard tissues in the craniofacial area, it denotes procedures applying a specific unit – volume CT scanner – or 3-D pantomography.

The first CT scanner to be implemented was constructed in 1967 by Sir Godfrey Newbold Hounsfield (the so-called EMI scanner).² Together with Allan Macleod Cromack, he was awarded the Nobel Prize in 1979. The scanner was designed mainly for the purpose of brain imaging. Later improvements brought already the fifth generation of CT systems.³ The first generation units made use of a single radiation beam aiming at 1 or 2 detectors. The radiation source and the detector were immobile towards each other. After a series of rotations when radiation was produced by the tube, it was shifted – translated. The number of detectors was increased in the second generation of scanners while the beam shape was then slightly flabellate, however the combined translational-rotational motion was preserved. Thanks to the increased angle of a single tube and detector rotation, the examination time was reduced. Translational motion was eliminated only in the third generation of CT-scanners. When the number of detectors was increased again, they were positioned archwise and immobilized towards the X-ray tube. The radiation beam was then flabellate. The fourth generation of CT scanners was presented nearly along with the third one. There, a ring of immobile detectors was used; the only motion was that of a tube.

The most up-to-date version of CT is CBCT (Tab. 1), built in the early nineteen eighties. It was originally designed for angiographic

W diagnostyce stomatologicznej jedno z głównych miejsc zajmuje rentgenodiagnostyka. W ostatnich latach obserwuje się jej gwałtowny rozwój, głównie dzięki coraz doskonalszemu oprogramowaniu komputerowemu. Dotyczy on zarówno systemów radiografii cyfrowej, jak i nowych technik.

Tomografia stożkowa, wolumetryczna czy objętościowa to synonimy tej samej techniki diagnostycznej. W naszym kraju zadomowiła się już nazwa „tomografia wolumetryczna” jako rozwinięcie angielskiej nazwy *Digital Volume Tomography* (DVT), chociaż poprawniejszy jest termin „tomografia stożkowa” *Cone Beam Computed Tomography* (CBCT).¹ Służy ona do obrazowania rentgenowskiego tkanek twardych obszaru czaszki twarzowej i odnosi się do badania wykonanego na specjalnym urządzeniu – tomografie wolumetrycznym – lub pantomografia z funkcją 3D.

Pierwszy tomograf CT został skonstruowany w 1967 roku przez Sir Godfrea Newbolda Hounsfielda (tzw. EMI scanner).² Twórca tego urządzenia dostał razem z Allanem Macleod Cromackiem Nagrodę Nobla w 1979 roku. Skaner ten był przeznaczony głównie do obrazowania mózgu. Kolejne udoskonalenia pozwalają na wyróżnienie V generacji systemów CT.³ W tomografach pierwszej generacji wykorzystywano pojedynczą wiązkę promieniowania, która skierowana była na 1 lub 2 detektory. Źródło promieniowania i detektor były nieruchome względem siebie. Po serii naświetlań, kiedy to lampa wykonywała ruch rotacyjny, następowało jej przesunięcie, translacja. W drugiej generacji tomografów zwiększono liczbę detektorów oraz zmieniono kształt wiązki promieniowania na lekko wachlarzowaty, jednak ruch translacyjno-rotacyjny pozostał. Dzięki zwiększeniu kąta pojedynczego obrotu lampy i detektora skróceniu uległ czas potrzebny na wykonanie badania. Ruch translacyjny wyeliminowano dopiero w trzeciej generacji tomografów. Kolejny raz zwiększono liczbę detektorów, ułożono je łukowato oraz unieruchomiono względem lampy rtg. Wiązka promieniowania biegła wachlarzowato. Czwartą generację tomografów przedstawiono niemal równocześnie z trzecią. Zastosowano tu pierścień nieruchomych detektorów; porusza się jedynie lampa.

Table 1. Comparative criteria of cone beam tomography vs. standard CT-scanning

Criterion	CT	CBCT
x-ray tube and detector rotation around the patient	multiple rotation around the patient's body long axis	single or incomplete rotation of C arm around the patient's head
shape of x-ray beam	flabellate	conical or pyramidal
voxel size and shape (one measure different than others)	anisotropic	
effective dose (microsieverts)	approx. 1000 microsieverts	Depending on the FOV: approx. 15 x less than in CT: approx. for 8 x 8 cm imaging field – 50 microsieverts (µSv)
radiation detectors	serial positioning of detectors	flat panel
spatial resolution	up to 400 micrometres	from 400 to 90 micrometres

investigations.⁴ Later systems were also used to design radiation therapies as well as mammographic and otolaryngological tests.⁵ It was, however, as late as in the 90's that the first commercial CBCT system was delivered for craniofacial visualisation,⁶ approved then by the FDA (*Food and Drug Administration*) in April, 2001. Since that time, numerous new devices have been developed, based on CBCT solutions, which enabled their further development and discovery of new applications.

Nevertheless, the units were very costly, needed extensive overall dimensions and demanded relatively high radiation dose to which the patient was exposed.

In traditional CT (*fan-beam computed tomography*), the gap x-ray beam scans the investigated object, slice by slice, surrounding several times the patient's head, along the spiral route. The detectors are adjusted to the x-ray beam with the matrix designed as a linear pattern, similar to digital pantomography. On the other hand, in CBCT the conical or pyramidal beam irradiates the whole volume of a patient during single rotation around the head. Both solutions produce three-dimensional elements of the image, called voxels. In CBCT, the detector matrix is rectangular, with A x B cm dimensions. The voxels produced

Odmianą najnowocześniejszą CT jest CBCT (Tab. 1), który został zbudowany na początku lat 80. XX w. Zaprojektowany był do badań angiograficznych.⁴ Kolejne systemy wykorzystywano także do planowania terapii radiacyjnej, badań mammograficznych oraz otolaryngologicznych.⁵ Dopiero w latach 90. XX w. wyprodukowany został pierwszy komercyjny system CBCT do obrazowania szczękowo-twarzowego,⁶ a zatwierdzony przez FDA (*Food and Drug Administration*) w kwietniu 2001 roku. Od tego czasu powstało wiele nowych urządzeń bazujących na technice CBCT, co pozwoliło na ich dalszy rozwój oraz odkrycie kolejnych zastosowań.

Wciąż jednak urządzenia te były bardzo kosztowne, charakteryzowały się dużymi gabarytami, wymagały stosunkowo dużej dawki promieniowania dla pacjenta.

W tradycyjnej tomografii komputerowej (Fan-Beam Computed Tomography) szczelinowa wiązka promieniowania rentgenowskiego wycina z obiektu badanego plaster po plastrze, okrążając wielokrotnie głowę pacjenta po spiralnej drodze. Detektory są dopasowane do wiązki promieniowania rtg, a ich matryca jest ułożona na kształt linijki, podobnie jak w cyfrowej pantomografii. Natomiast w technice CBCT wiązka promieniowania ma formę stożka lub graniastosłupa i naświetla pacjenta całą objęto-

upon scanning are of equal size (isotropic), while traditional CT-scanning produces voxels of different size (anisotropic). Consequently, equal size voxels allow for distance measurement in cross-sectional images obtained from cone beam tomography. Real measurements may find their use, e.g. in planning the course of implantological treatment to measure the thickness and width of maxillary alveolar process or the alveolar part of the mandible.⁷

Cone beam devices have been classified depending on the size of FOV (*Field of View*). Those comprise CT scanners of small (restricted), medium and large field of view. The most common solutions are cylinders or (less frequently) a sphere. In order to evaluate the volume of an investigated structure, or else, the ROI (*Region of Interest*), one has to decide upon the size of such space. In the case of a cylinder, these would be the diameter and height.⁸

Extensive imaging opportunities offered by CBCT contribute to the wider scope of interest.⁹ This has been true for all: diagnosis and planning of treatment as well as monitoring and evaluation of the outcome in such areas of dentistry as endodontics, periodontology, cariology, dental surgery with implantology, traumatology, orthodontics and treatment of conditions of the mandibular joint.

Volume imaging brings more diagnostic information. Offering earlier and more accurate diagnosis of a disease, it contributes to a better outcome. However, any case should be considered individually to make sure the benefits exceed the risk taken by a patient.

CAD/CAM technologies show how some verified developments of other disciplines are implemented to meet the needs of dental practice.¹⁰

Here, a computer-aided system supports fabrication of a dental prosthesis whereby the first stage is the *Computer Assisted Design* (CAD), followed by *Computer Assisted Manufacturing* (CAM).¹¹ These make it possible to avoid traditional laboratory techniques, so far used in the manufacturing of dentures. Initially, CAD/CAM technologies faced certain obstacles, due to limited strength of the materials used. CAD systems differ

ścią w czasie pojedynczego obrotu wokół jego głowy. W obu tomografiach powstają trójwymiarowe elementy obrazowe zwane woksalami. W badaniu CBCT matryca detektorów ma kształt prostokąta o wymiarach A x B cm. Powstające tutaj woksele są równowymiarowe (izotropowe). Z kolei w klasycznej TK woksele są nierównowymiarowe (anizotropowe). Konsekwencją równowymiarowości woksali jest możliwość dokonywania pomiarów odległości na obrazach przekrojów w tomografii promienia stożkowego. Rzeczywiste pomiary można wykorzystać m.in. w planowaniu leczenia w implantologii do pomiaru grubości i szerokości wyrostka zębodołowego szczęki lub części zębodołowej żuchwy.⁷

Urządzenia wykorzystujące wiązkę stożkową dzielą się pod względem wielkości pola obrazowania FOV (*Field of View*). I tak wyróżniamy: tomografy o małym (ograniczonym), średnim i dużym polu obrazowania. Najczęściej jest to walec lub (rzadziej) kula. W celu określenia objętości badanych struktur, czyli obszaru zainteresowania (*Region of Interest* – ROI), należy zdecydować o wymiarach tej przestrzeni. W przypadku walca będzie to średnica oraz wysokość.⁸

Szerokie możliwości obrazowania, jakie daje tomografia CBCT powiększają nieustannie krąg jej zastosowań.⁹ Dotyczy on zarówno diagnozy i planowania leczenia, jak również jego monitorowania, oraz oceny wyników, w takich dziedzinach stomatologii jak: endodoncja, periodontologia, kariologia, chirurgia stomatologiczna z implantologią, traumatologia, ortodoncja oraz choroby stawu skroniowo-żuchwowego.

Obrazowanie wolumetryczne dostarcza więcej informacji diagnostycznych. Daje możliwości wcześniejszego i dokładniejszego rozpoznania choroby, a tym samym skuteczniejszego leczenia. Należy jednak w każdym przypadku rozważyć, aby korzyści z jego wykonania przewyższały ryzyko dla pacjenta.

Technologia komputerowa CAD/CAM jest przykładem dostosowania dla potrzeb techniki dentystrycznej osiągnięć technicznych sprawdzonych już w innych dziedzinach.¹⁰

Jest to system komputerowo wspomaganego wykonawstwa prac protetycznych, w którym

in their method of three-dimensional record of the imaged surface of the prepared abutement, while CAM systems are all similar and are based upon a digitally controlled machine with a dental milling head. Some CAD/CAM systems collect data directly from the patient's mouth with the use of a dedicated scanner (Cerec, Lam, 3 Sliape) or from the surface of the model, using an optical scanner, e.g. KaVo and Cerec systems, or a laser scanner, as in Zcno, Lam and Cicero. CAM processes the analogue data of a model to produce numerical data, fed to the miller.¹²

Sometimes, complex modeling and fabrication techniques, where the clinical value depends on the actual sensitivity of the scanning devices and capacity of the CAD system, appear as certain obstacles in the use of such procedures. Although it is possible to establish digital relations between the maxilla and the mandible, the true challenge that CAD/CAM technologies are facing is the ability to create restorations which would be aesthetic, functional and biocompatible not only with the existing dentition but also with the muscles, the temporomandibular joints and the whole stomatognathic system, importing the data directly from radiocephalometric measurements of temporomandibular joints as well as the muscles' biometric data.¹³

Preserving their osteoinductive and osteoconductive properties, the biomaterials must not trigger any adverse immunological response or show any toxic, allergenic, carcinogenic or cytotoxic effect. They should be sterilisable and ensure high degree of chemical purity. Biotolerance or else, biocompatibility, is particularly demanded.

Depending on their origin, the augmentates are divided into autogenic (autologous), isogenic or syngeneic (monozygotic twins or close relatives), allogeneic (homogenous – from a representative of the same species, although genetically differing from the host), xenogeneic (heterogenic – originating from a different species) and alloplastic (synthetic).

In dental practice, the biomaterials are used for controlled bone regeneration in periodontal conditions (periodontal pockets, furcation defects and recessions), in medication of postextraction

pierwszym etapem jest komputerowo wspomaganie wykonanie projektu (*Computer Assisted Design – CAD*), a następnie komputerowo wspomaganie wykonanie uzupełnienia (*Computer Assisted Manufacturing – CAM*).¹¹ Pozwala to na wyeliminowanie z procesu wytwarzania konstrukcji protetycznych tradycyjnych technik laboratoryjnych. Początkowo technologia CAD/CAM miała duże ograniczenia ze względu na wytrzymałość stosowanych materiałów

CAD różni się sposobem trójwymiarowego zapisu odwzorowania powierzchni opracowanego filaru, natomiast systemy komputerowego wytwarzania są podobne i składają się z cyfrowo sterowanej obrabiarki z głowicą frezującą. W niektórych systemach CAD/CAM dane zbierane są bezpośrednio w ustach pacjenta za pomocą specjalnego skanera (Cerec, Lam, 3 Sliape) lub z powierzchni modelu za pomocą skanera optycznego, jak w systemach KaVo i Cerec oraz skanera laserowego, jak w systemach Zcno, Lam, Cicero. Natomiast CAM przetwarza wartości analogowe modelu na dane numeryczne, które są przekazywane następnie do obrabiarki.¹²

Niekiedy skomplikowana technika modelowania i wykonania konstrukcji, której wartość kliniczna uzależniona jest od czułości urządzeń skanujących oraz możliwości systemu CAD, stanowią pewne bariery w stosowaniu tej procedury. Wprawdzie możliwe jest tworzenie w formie cyfrowej zależności między szczęką a żuchwą, to jednym z wyzwań przed jakim stoi technologia CAD/CAM jest zdolność do tworzenia uzupełnień, które współgrają biokompatybilnie, estetycznie i funkcjonalnie nie tylko z istniejącym uzębieniem, ale również z mięśniami, stawami skroniowo-żuchwowymi całym układem stomatognatycznym, importując dane bezpośrednio z radiologicznych pomiarów cefalometrycznych, stawów skroniowo-żuchwowych oraz danych biometrycznych mięśni.¹³

Biomateriały, przy zachowaniu swoich właściwości osteoindukcyjnych i osteokondukcyjnych, nie mogą wywoływać niepożądanego reakcji immunologicznej, działać toksycznie, alergicznie, kancerogenicznie i cytotoxycznie. Powinny przy tym mieć możliwość sterylizacji i wykazywać wysoki

wounds, repair of bone loss after cyst removal, closure of oroantral fistulae, following root apex amputation with extensive bone loss, in pre-implant guided bone regeneration and single stage regeneration, in sinus lift procedures and in bone regeneration following periimplantitis.

Allogeneic bone,¹⁴ taken from a living or deceased donor is lyophilized, demineralized and frozen at -80°C for the period of six months. Preserving the biological potential, such a process reduces the risk of infection. However, the prospective clinical use of allogeneic materials from a tissue bank, including those from cadavers, are not always accepted for periodontological procedures, materials obtained in another way are still sought.¹⁵

Another source of osteogenic factors, essential for formation of new bone tissue, may be the *Platelet Rich Plasma* (PRP) obtained through sedimentation of individual blood components during centrifugation.¹⁶ A platelet preparation is not a new concept as the idea had been gradually evolving for more than 100 years.¹⁷ The *platelet rich fibrin* (PRF) offers the best outcome in vascularization, healing and regenerative therapies. Thanks to proper techniques of sampling and centrifugation of the patient's blood, it is now possible to obtain A-PRF – an even more efficient factor and the source of collagen, elastin, platelet growth factors, additionally containing leukocytes-releasing subsequent growth factors. It is responsible for faster wound healing and repair of tissue structures. All the known clinical cases of PRF use showed accelerated tissue cicatrization due to neovascularization, faster wound closure with rapid tissue remodeling, and practically no infectious complications. The preparation procedures have changed throughout the years, altering composition of the produced fibrin and its availability to the patients. PRF affects the PDLFs (*Periodontal Ligament Fibroblasts*) transforming them into osteoblasts and stimulating repair of bone loss. The protocols preceding directly the L-PRF may be divided into three categories: P-PRP (*pure platelet-rich plasma*; laboratory plasmapheresis, Vivostat PRF, Anitua's PRGF), L-PRP (*leucocyte- and platelet-rich plasma*; Curasan, Friadent-

stopień czystości chemicznej. Biotolerancja, czyli biokompatybilność, jest szczególnie wymagana zgodnością biologiczną.

Augmentaty, ze względu na ich pochodzenie, dzielimy na autogenne (autologiczne), izogenne lub syngenne (bliźnięta jednojajowe lub bliscy krewni), allogenne (homogenne – pochodzące od osobnika tego samego gatunku, chociaż genetycznie odmiennego od gospodarza), ksenogenne (heterogenne – pochodzące od innego gatunku) i alloplastyczne (syntetyczne).

Biomateriały w stomatologii stosuje się do sterowanej regeneracji kości w chorobach przyzębia (w kieszonkach kostnych, furkacjach i recesjach), w chirurgii w leczeniu ran poekstrakcyjnych, pokrywaniu ubytków kości po usunięciu torbieli, zamykaniu połączeń ustno-zatokowych, po resekcjach wierzchołków korzeni z rozległą utratą kości oraz implantologii w preimplantologicznej i jednoczasowej regeneracji kości, podnoszeniu dna zatoki oraz regeneracji kości po periimplantitis.

Kość allogenna,¹⁴ po pobraniu od żyjącego lub zmarłego dawcy, jest liofilizowana, demineralizowana i zamrażana do -80°C na czas sześciu miesięcy. Proces ten pozwala, przy zachowaniu jej potencjału biologicznego, zmniejszyć ryzyko transmisji infekcji. Ponieważ jednak w perspektywie zastosowania klinicznego materiały allogenne, pochodzące z banku tkanek, m.in. ze zwłok, mogą być dla leczenia periodontologicznego nie zawsze akceptowane, poszukuje się biomateriałów uzyskanych w inny sposób.¹⁵

Dodatkowym źródłem pozyskiwania czynników osteogennych, tak istotnych dla procesu tworzenia nowej tkanki kostnej może być osocze bogatopłytkowe PRP (*Platelet Rich Plasma*) otrzymywane w drodze sedymentacji poszczególnych składników krwi w trakcie procesu wirowania.¹⁶ Preparaty płytkowe nie są nowością, bowiem koncepcja ta stopniowo ewoluowała od ponad 100 lat.¹⁷ PRF (*platelet rich fibrin*) to fibryna bogatopłytkowa dająca najlepsze wyniki unaczynienia, gojenia i terapii regeneracyjnej. Dzięki odpowiedniej technice pobierania i odwirowywania krwi pacjenta oraz wykonywania fibryny uzyskać można jeszcze skuteczniejszy czynnik A-PRF, który jest źródłem kolagenu, ela-

Schütze, Regen, Plateltex, SmartPREP, PCCS, GPS, Magellan) and P-PRF (*pure platelet-rich fibrin*; Fibrinet PRFM).¹⁸ Simplified procedures made it possible to obtain thin, compressed and plastic, yet strong layers of platelet-rich fibrin, resistant to suturing. Such a natural fibrin network is rich in growth factors and cytokines from the contained blood platelets and leukocytes.¹⁹

Rapid development of imaging methods to visualize anatomical structures, their acquisition and opportunity to process the medical data digitally, along with the progress achieved in fabrication of models, have opened new prospects for the use of medical modeling. 3-D printing is a process where three-dimensional physical objects are fabricated on the basis of a computerized model.

The first concepts of 3-D printing technologies date back to the 60's of the previous century while in Poland they were initiated in mid-nineties. 3-D printing was originally developed as industrial technology offering the opportunity of rapid prototyping, i.e. fabrication of concept models. Not long ago the technology found its use in medicine and dental practice to deliver pre-operative visual models of the operated site. Thanks to them it is now possible to design subsequent stages of the surgery, including the implantological or surgical templates.

A spatial model may be fabricated with the use of multiple technologies. The most important and most common are:²⁰

- FDM (Fused Deposition Modeling) – 3-D printing from thermoplastic materials,
- SLA (Stereo Lithography Apparatus) – 3-D printing from laser light-cured resins,
- DLP (Digital Light Processing) – 3-D printing from projector light-cured resins,
- Polyjet – 3-D printing from z UV light-cured resins,
- CJP (Color Jet Printing) – full colour 3-D printing from gypsum powder hardened by a binder,
- SLS (Selective Laser Sintering) – 3-D printing from powdered polymers sintered with laser light,
- DMLS (Direct Metal Laser Sintering) – 3-D

styny, płytkowych czynników wzrostu oraz dodatkowo zawiera leukocyty uwalniające kolejne czynniki wzrostu. Czynniki te odpowiadają za przyspieszanie gojenia ran i odtwarzanie struktur tkankowych. We wszystkich znanych przypadkach klinicznych zastosowania PRF, uwagę zwraca przyspieszone bliznowacenie tkanek z powodu występującej neowaskularyzacji, przyspieszonego zamykania rany z szybką przebudową tkanki oraz niemal zupełnego braku powikłań infekcyjnych. Przez lata zmieniały się procedury przygotowania, a przez to skład otrzymywanej fibryny oraz jej dostępność dla pacjentów. PRF wpływa na PDLFs (*Periodontal Ligament Fibroblasts*) i powoduje ich przekształcenie w osteoblasty, stymulując odbudowę ubytków kostnych. Protokoły bezpośrednio poprzedzające L-PRF można podzielić na 3 kategorie: P-PRP (*pure platelet-rich plasma*; laboratoryjna plazmafereza, Vivostat PRF, Anitua's PRGF), L-PRP (*leucocyte- and platelet-rich plasma*; Curasan, Friadent-Schütze, Regen, Plateltex, SmartPREP, PCCS, GPS, Magellan) oraz P-PRF (*Pure Platelet-Rich Fibrin*; Fibrinet PRFM).¹⁸ Dzięki uproszczonej procedurze uzyskujemy cienkie, skompresowane i podatne, a jednocześnie mocne warstwy bogatopłytkowej fibryny, wytrzymujące szycie. Ta naturalna sieć włókniaka obfituje w czynniki wzrostu i cytokiny, pochodzące z zawartych w niej płytek krwi i leukocytów.¹⁹

Szybki rozwój metod obrazowania struktur anatomicznych, ich akwizycji oraz możliwość cyfrowego przetwarzania danych medycznych wraz z postępowaniem w dziedzinie wytwarzania modeli stworzyły nowe możliwości wykorzystania modelowania medycznego. Druk 3D jest procesem wytwarzania trójwymiarowych obiektów fizycznych na podstawie modelu komputerowego.

Prace koncepcyjne nad technologią druku 3D rozpoczęły się jeszcze w latach 60. XX wieku, w Polsce początki druku 3D sięgają drugiej połowy lat dziewięćdziesiątych. Druk 3D narodził się jako technologia przemysłowa służąca do szybkiego prototypowania, czyli wytwarzania modeli koncepcyjnych. Od niedawna technologia ta znalazła zastosowanie w medycynie i stomatologii do tworzenia przedoperacyjnych modeli poglądowych operowanej okolicy. Dzięki temu można

printing from powdered metals sintered with laser light.

Fused Deposition Modeling (FDM) or Fused Filament Fabrication (FFF) are technologies of 3-D printing from thermoplastic materials, such as ABS (*acrylonitrile butadiene styrene*) or PLA (*polylactide*). They were developed in the early nineties of the 20th century.

The printing material is available as a filament on a printer spool. The feeder delivers the material through the extruder to the print head where at the temperature of 200°C it reaches the semi-liquid state. The material is put layer by layer on the printer plate, after some time fabricating a ready product. When models showing complex spatial configuration with suspended elements are printed, it is necessary to form supports which are then removed during the model finishing stage.²¹

Developments in acquisition of medical data (CT, CBCT) allowed for precise three-dimensional physical models. The obtained product is referred to as the medical model. 3-D printing offers actual physical models of selected fragments of tissues in any scale or form.

The process of data preparation is, however, a complex procedure, comprising acquisition of data from CT-scanning, primary reconstruction to produce a set of 2-D images, 3-D reconstruction of the object and producing a vector model. Selection of a proper method is particularly important, especially for objects of high complexity, like the bone tissues. The use of CT-scanning solutions provides both, the external and internal geometrical patterns of the evaluated object.

The next stage is data processing where dedicated software generates and saves the file in STL (*stereolithography*) format. This is a standard saving format used in printers. The last step is the preparation of a medical model, sending the prepared file to a 3-D printer and printing the model.

A medical model used in dental implantology is the printout of the patient's maxilla/mandible, on the basis of which a practitioner planning the surgery prepares the surgical template and simulates the bone transplant procedure.²²

zaplanować kolejne etapy zabiegu chirurgicznego, zaprojektować szablony implantologiczne czy chirurgiczne.

Model przestrzenny można wykonać, korzystając z wielu technologii. Do najważniejszych i najpopularniejszych należą:²⁰

- FDM (Fused Deposition Modeling) – druk 3D z termoplastów,
- SLA (StereoLithography Apparatus) – druk 3D z żywic utwardzanych światłem lasera,
- DLP (Digital Light Processing) – druk 3D z żywic utwardzanych światłem projektora,
- Polyjet – druk 3D z żywic utwardzanych światłem UV,
- CJP (Color jet Printing) – druk 3D w pełnym kolorze z proszku gipsowego utwardzanego lepiszczem,
- SLS (Selective Laser Sintering) – druk 3D ze sproszkowanych polimerów spiekanych światłem lasera,
- DMLS (Direct Metal Laser Sintering) – druk 3D ze sproszkowanych metali spiekanych światłem lasera.

Fused Deposition Modeling (FDM) lub Fused Filament Fabrication (FFF) to technologia druku 3D z materiałów termoplastycznych, takich jak ABS (akrylonitrylo-butadieno-styren) czy PLA (polilaktyd). Została opracowana na początku lat 90. XX wieku.

Materiał, z którego powstają wydruki, ma postać żyłki nawiniętej na szpulę. Za pośrednictwem podajników zostaje wprowadzony poprzez ekstruder do głowicy drukującej, gdzie w temperaturze powyżej 200°C jest przekształcany do stanu półpłynnego. Materiał jest układany warstwa po warstwie na stoliku drukarki, tworząc po pewnym czasie gotowy produkt. Podczas drukowania modelu o skomplikowanej konfiguracji przestrzennej w postaci wiszących elementów jest niezbędne tworzenie podpór, które są usuwane na etapie obróbki modelu.²¹

Rozwój akwizycji danych medycznych (CT, CBCT) umożliwił wykonywanie dokładnych fizycznych modeli trójwymiarowych. Otrzymany obiekt jest określany jako model medyczny. Technologia druku przestrzennego umożliwia wykonanie rzeczywistych modeli fizycznych wybra-

A surgical template offers safe and minimally invasive course of surgery. Making use of the CT-scanning data, virtual modeling ensures e.g. easier assessment of the distance between the planned implant and some important anatomical structures as well as simulation of the surgery itself. Properly designed and prepared implantological template offers high accuracy of the planned implant position as compared to the actual one obtained after the surgery. Situations when dental surgical templates are recommended are conditioned by clinical examination of the patient, evaluation of anatomical structures and assessment of X-ray images indicating sites demanding special attention during surgery to avoid any damage. This concerns both the implant bed and the adjacent structures.²³

The bone lamina will then be shaped on the basis of a CT-scan where the dense lamina will approximate outwards and towards the apex while their medial side has to reflect precisely the recipient site. The graft is then stabilized by titanium screws. Using an allogeneic bone graft, the alveolar process should be widened and lifted, both at the lateral and the anterior section, also when the graft is fully sunk in the transplant. After 3- to 6-week reorganization period, the optimum width of the process should be evaluated to ensure implantation and aesthetic implant-prosthetic restoration. On the other hand, it should be verified in the CT-scan if the biomaterial has been absorbed.

Summing up, continuing progress in the area of materials and biomaterials along with the development of IT technologies offers extensive opportunities to apply the state-of-the-art solutions to dentistry. The potential opportunities offered by cone beam tomography are great enough to outdate the present methods of periodontal diagnostics. It has now appeared as a more and more indispensable element of periodontal surgery planning and a tool to be implemented in training programmes for dental practitioners. The success of CAD/CAM technologies contributed to the wider scope of available structural and material solutions. Intraoral scanners ensure prompt preparation of virtual impressions while

nych fragmentów tkanek w dowolnej skali oraz formie.

Proces przygotowania danych jest złożony, składa się z akwizycji danych z tomografii komputerowej, rekonstrukcji pierwotnej, której celem jest otrzymanie zbioru obrazów 2D, rekonstrukcji obiektu 3D oraz utworzenia modelu wektorowego. Dobór odpowiedniej metody jest szczególnie istotny, zwłaszcza dla obiektów o skomplikowanych kształtach, jakimi są tkanki kostne. Zastosowanie tomografii komputerowej umożliwia otrzymanie zewnętrznej i wewnętrznej geometrii badanego obiektu.

Kolejnym etapem tworzenia modelu jest obróbka danych z zastosowaniem odpowiedniego oprogramowania komputerowego, umożliwiającego wygenerowanie i zapisanie pliku w formacie STL (*stereolithography*). Jest to standardowy format zapisu wykorzystywany w urządzeniach drukujących. Ostatnim krokiem w tworzeniu modelu medycznego jest przesłanie odpowiednio przygotowanego pliku do drukarki 3D i wydruk modelu.

Model medyczny stosowany w implantologii stomatologicznej stanowi wydruk szczęki/żuchwy pacjenta, na podstawie którego lekarz planuje zabieg, wykonuje szablon chirurgiczny oraz dokonuje symulacji zabiegu przeszczepu kostnego.²²

Szablon chirurgiczny umożliwia przewidywalne i bezpieczne wykonywanie operacji małoinwazyjnych. Modelowanie wirtualne z wykorzystaniem danych z badania tomograficznego ułatwia m.in. określenie dystansu dzielącego zaplanowany wszczep od ważnych struktur anatomicznych, jak również symulację zabiegu. Prawidłowo zaprojektowany i wykonany szablon implantologiczny zapewnia uzyskanie dużej dokładności zaplanowanej pozycji implantu w stosunku do pozycji rzeczywistej, uzyskanej po zabiegu chirurgicznym. Sytuacje, w których warto stosować szablony, warunkuje badanie kliniczne pacjenta, analiza struktur anatomicznych oraz zdjęć rentgenowskich uwidaczniających miejsca, które powinny być traktowane ze szczególną ostrożnością podczas implantacji, aby uniknąć ich uszkodzenia. Dotyczy to zarówno miejsca samego łoża implantu, jak i struktur przylegających.²³

Błazki kostne będą kształtowane na podstawie

3-D printers are capable of printing a complete denture. The development of modern technologies for prosthetic restoration may soon turn the novel solutions into the common clinical and laboratory practice.

badania CT tak aby blaszki zbite były skierowane na zewnątrz i do szczytu wyrostka, natomiast ich przyśrodkowa strona ma dokładnie odwziewierciedlać miejsce biorcze. Następnie bloczki należy ustabilizować za pomocą śrub tytanowych. Za pomocą bloczka kostnego allogennego należy poszerzyć i podwyższyć wyrostek zębodołowy zarówno w odcinku bocznym jak i przednim, także w sytuacjach, gdzie implant w całości będzie pograżony tylko w przeszczepie. Po upływie 3 do 6 miesięcznego okresu reorganizacji przeszczepu, należy sprawdzić optymalną szerokość wyrostka, która ma umożliwić wykonanie implantacji i uzyskanie estetycznej odbudowy implantoprotezy. W obrazie tomografii komputerowej natomiast zaobserwować czy wystąpiła resorpcja biomateriału.

Podsumowując stały rozwój technologiczny, jaki obserwuje się w zakresie materiałów i biomateriałów (bogactwo dostępnych materiałów kościozastępczych wymusza prowadzenie badań doświadczalnych i stosowania tych, które dają najlepsze efekty kliniczne) oraz technik informatycznych, stwarza coraz szerszą możliwość wykorzystania nowoczesnych rozwiązań w stomatologii. Tomografia komputerowa wiązką stożkową ma tak duży potencjał, że w przyszłości może zastąpić metody stosowane współcześnie, w celu diagnostyki schorzeń przyzębia. Współcześnie staje się coraz bardziej nieodzownym elementem wykorzystywanym do planowania zabiegów periodontologicznych, oraz narzędziem koniecznym do uwzględnienia w szkoleniu lekarzy dentystów. Rozwój technologii CAD/CAM zdecydowanie poszerzył wachlarz dostępnych rozwiązań konstrukcyjnych i materiałowych. Skanery wewnątrzustne pozwalają na wykonanie w coraz krótszym czasie wirtualnych wycisków, a drukarki 3D mogą wydrukować protezę całkowitą. Ogromna dynamika w zakresie rozwoju metod projektowania i wykonania uzupełnień protetycznych może sprawić, że większość dziś nowoczesnych technologii w szybkim czasie stanie się codzienną praktyką kliniczną i laboratoryjną.

References

1. *Krzyżostaniak J, Surdacka A*: Rozwój i zastosowanie tomografii wolumetrycznej CBCT w diagnostyce stomatologicznej – przegląd piśmiennictwa. *Dent Forum* 2010; 37: 83-88.
2. *Sukovic P*: Cone beam computed tomography in craniofacial imaging. *Orthod Craniofacial Res* 2003; Suppl 1: 31-36.
3. *Diaconis JN, Rao KC*: CT in head trauma: a review. *J Comp Tomogr* 1980; 4: 261-270.
4. *Saint-Felix D, Troussset Y, Picard C, Ponchut C, Romcas R, Rougee A*: In vitro evaluation of a new system for 3D computerized angiography. *Phys Med Biot* 1994; 39: 583-596.
5. *Kawata Y, Niki N, Kumazaki T*: Measurement of blood vessel characteristics for disease detection based on cone beam CT images. *IEEE Trans Med Imaging* 1996; 43: 3348-3354.
6. *Schueler BA, Sen A, Hsiung HH, Latchaw RE, Hu X*: Three-dimensional vascular reconstruction with a clinical x-ray angiography system. *Acad Radiol* 1997; 4: 693-699.
7. *Ning R, Chen B, Yu R, Conover D, Tang X, Ning Y*: Fiat panel detector – based on cone beam volume CT angiography imaging: system evaluation. *IEEE Trans Med Imaging* 2000; 19: 949-963.
8. *Farman AG, Scarfe WC*: The basics of maxillofacial cone beam computed tomography. *Semin Orthod* 2009; 15: 2-13.
9. *Mozzo P, Procacci C, Tacconi A, Tinazzi Martini P, Bergamo Andreis IA*: A new volumetric CT machine for dental imaging based on the cone beam technique: preliminary results. *Eur Radiol* 1998; 8: 1558-1564.
10. *Lascalea CA, Panella J, Marques MM*: Analysis of the accuracy of linear measurement obtained by cone beam computed tomography (CBCT-NewTom). *Dentomaxillofac Radiol* 2004; 33: 291-294.
11. *De Vos W, Casselman J, Swennen GRJ*: Cone-beam computerized tomography (CBCT) imaging of the oral and maxillofacial region: A systematic review of the literature. *Int J Oral Maxillofac Surg* 2009; 38: 609-625.
12. *Tetradis S, Anstey P, Graff-Radford S*: Cone beam computed tomography in the diagnosis of dental disease. *J Calif Dent Assoc* 2010; 38: 27-32.
13. *Miracle AC, Mukherji SK*: Conebeam CT of the Head and Neck, Part 2: Clinical Applications. *Am J Neuroradiol* 2009; 30: 1285-1292.
14. *Ender A, Mormann WH, Mehl A*: Efficiency of a mathematical model in generating CAD/CAM partial crowns with natural tooth morphology. *Cin Oral Investig* 2010; 15, 2: 283-289.
15. *Tinschert J, Nalt G, Hassenpflug S, Spiekermann H*: Status of current CAD/CAM technology in dental medicine. *Int J Comput Dent* 2004; 7: 2545
16. *Gładkowska M, Montefka P, Okoński P*: Porównanie systemów CAD/ CAM stosowanych we współczesnej protetyce stomatologicznej. *Protet Stomatol* 2008; 58: 105-113.
17. *Craig RG*: Materiały stomatologiczne. Wrocław: Wydawnictwo Urban & Partner; 2008.
18. *Miyazaki T, Hotta Y*: CAD/CAM systems available for the fabrication of crown and bridge restorations. *Aust Dent J* 2011, 56 (Suppl 1): 97-106.
19. *Froum S, Stahl SS*: Human intraosseous healing responses to the placement of tricalcium phosphate ceramic implants. II. 13to 18 months. *J Periodontol* 1987; 58, 1: 103-114.
20. *Huggins C, Wiseman S, Reddi AH*: Transformation of fibroblasts by allogeneic and xenogeneic transplants of demineralized tooth and bone. *J Exp Med* 1970, 132: 1250-1258.
21. *Hersant B, La Padula S, SidAhmed-Mezi M, Rodriguez AM, Meningaud JP*: Use of platelet-rich plasma (PRP) in microsurgery. *J Stomatol Oral Maxillofac Surg* 2017; 118: 236-237.
22. *Wojtowicz A*: Możliwości wykorzystania autologicznego fibrynowego kleju tkankowego do sterowanej regeneracji tkanek w chirurgii i implantologii stomatologicznej. *Implantoprotetyka* 2006; 4: 43-46.
23. *Dohan Ehrenfest DM, Rasmusson L, Albrektsson T*: Classification of platelet concentrates: from pure platelet-rich plasma (P-PRP) to leucocyte- and platelet-rich fibrin (L-PRF). *Trends Biotechnol* 2008; 27: 158-167.

Address: 25-522 Kielce, ul. Nowy Świat 21/2

Tel.: +48 535111000, +48 888888150

e-mail: kontakt@platinudent.pl

Received: 1st December 2017

Accepted: 31st December 2017